

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2002年10月29日

出 願 番 号

Application Number:

特願2002-313673

[ST.10/C]:

[JP2002-313673]

出 願 人

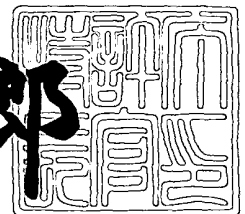
Applicant(s):

株式会社東芝

2003年 6月16日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田 信一郎



出証番号 出証特2003-3046825

【書類名】 特許願

【整理番号】 98B0280131

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 18/00
A61F 7/00

【発明の名称】 超音波照射装置

【請求項の数】 13

【発明者】

【住所又は居所】 栃木県大田原市下石上字東山 1 3 8 5 番の 1 株式会社
東芝 那須工場内

【氏名】 石橋 義治

【特許出願人】

【識別番号】 000003078

【氏名又は名称】 株式会社 東芝

【代理人】

【識別番号】 100083161

【弁理士】

【氏名又は名称】 外川 英明

【電話番号】 (03)3457-2512

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 010261

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【ブルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 超音波照射装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 配列された複数の電気音響変換素子から所定の電気音響変換素子を選択する変換素子選択手段と、
この変換素子選択手段によって選択される前記複数の変換素子に対して駆動信号を供給して、超音波を照射するための変換素子駆動手段と、
この変換素子駆動手段によって照射される超音波の照射位置を設定する照射位置設定手段と、
この照射位置設定手段によって設定される超音波の照射位置に応じて駆動される電気音響変換素子の配列パターンを変化するように、前記変換素子選択手段に対して、電気音響変換素子群の選択を指示する変換素子選択制御手段とを
備えることを特徴とする超音波照射装置。

【請求項 2】 配列された複数の電気音響変換素子から所定の電気音響変換素子を選択する変換素子選択手段と、
この変換素子選択手段によって選択される前記複数の変換素子に対して駆動信号を供給して、超音波を照射するための変換素子駆動手段と、
この変換素子駆動手段によって照射される超音波の照射位置を設定する照射位置設定手段と、
この照射位置設定手段によって設定される超音波の照射位置に応じて駆動される電気音響変換素子の配列パターンを変化するように、前記変換素子選択手段に対して、電気音響変換素子群の選択を指示する変換素子選択制御手段と、
前記照射位置を含む断面の超音波画像データを生成する超音波画像生成手段と、
前記超音波画像データを表示する表示手段とを
備えることを特徴とする超音波照射装置。

【請求項 3】 前記変換素子選択手段は、前記照射位置情報に基づいて、2次元に配列された複数の電気音響変換素子から所定の電気音響変換素子を選択して共通接続し、所定の配列パターンを有する複数の変換素子群を形成することを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波照射装置。

【請求項 4】 前記変換素子選択制御手段は、アニュラアレイ型の変換素子群を形成することを特徴とする請求項 3 記載の超音波照射装置。

【請求項 5】 前記変換素子選択制御手段は、前記照射位置設定手段によって設定した集束超音波の照射位置までの距離に基づいて、前記変換素子群の配列間隔を設定することを特徴とする請求項 3 または 4 記載の超音波照射装置。

【請求項 6】 前記変換素子選択制御手段は、前記照射位置設定手段によって設定した集束超音波の照射位置までの距離に基づいて、前記変換素子群の実効口径を設定することを特徴とする請求項 5 記載の超音波照射装置。

【請求項 7】 前記変換素子選択制御手段は、前記照射位置設定手段によって設定した集束超音波の照射位置に対応して、前記変換素子群の中心を移動させて設定することを特徴とする請求項 5 記載の超音波照射装置。

【請求項 8】 前記変換素子駆動手段は、前記複数の変換素子群に対して所定の遅延位相を有した駆動信号を用いて駆動することを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波照射装置。

【請求項 9】 駆動信号発生制御手段をさらに備え、前記照射位置設定手段による照射位置の設定と前記変換素子選択手段による変換素子群の設定が行われている間は、前記駆動信号発生制御手段は、前記変換素子駆動手段による変換素子群の駆動を停止することを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波照射装置。

【請求項 10】 前記超音波画像生成手段はイメージング用の超音波プローブとプローブ回転制御手段を備え、前記プローブ回転制御手段は、前記照射位置設定手段によって設定される照射位置に基づいて前記超音波プローブを回転制御することを特徴とする請求項 2 記載の超音波照射装置。

【請求項 11】 照射計画設定手段をさらに備え、前記照射位置設定手段は、前記照射計画設定手段によって予め設定される照射軌跡に基づいて、前記変換素子群によって形成される照射位置を所定の位置に設定することを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波照射装置。

【請求項 12】 腫瘍データ入力手段をさらに備え、前記照射計画設定手段は、前記表示手段によって表示される腫瘍画像に基づいて、前記腫瘍データ入力手段によって入力される腫瘍情報によって照射計画を設定することを特徴とする請求

項 1 1 記載の超音波照射装置。

【請求項 1 3】 前記変換素子選択手段に用いられる前記電気音響変換素子の素子幅は 1 7 m m より小さいことを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波照射装置。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体に向けて超音波を照射する超音波照射装置に関する。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

近年、最小侵襲治療と呼ばれる治療法が注目を集めており、悪性腫瘍治療の分野においても最小侵襲治療への積極的な試みが行なわれている。特に悪性腫瘍の場合、その治療の多くを外科的手術に頼っているが、従来の外科的手術による治療、即ち広範囲の組織切除を行なう場合には、その臓器がもつ本来の機能や外見上の形態を大きく損なう場合が多く、たとえ生命を長らえたとしても患者に対して多大な負担を与えることになる。このような従来の外科的治療に対して Q O L (quality-of-life) を考慮した最小侵襲治療装置の開発が強く望まれており、その 1 つの方法として、腫瘍組織に対して強力な超音波を集束させることによって加熱し、熱変性壊死させる超音波治療法の研究が進められている。

【 0 0 0 3 】

このような超音波治療法においては、直径が 5 m m ～ 1 0 m m の腫瘍領域全体を一樣なエネルギーで加温することが要求されるが、従来のような超音波集束技術によれば、治療に十分な超音波エネルギーを確保するために大型の強力超音波発生部を用いるため、発生する強力超音波は直径 1 m m ～ 3 m m の集束領域 ΔW に集中して照射される。

【 0 0 0 4 】

即ち、腫瘍の大きさに比較して強力超音波の焦点は小さいために、腫瘍領域全体を強力超音波ビームで走査しながら一樣に加温する方法が採られている。例えば、強力超音波の発生部を、4 ～ 2 4 個のアニュラアレイ型の電気音響変換素子

（以下では変換素子と呼ぶ）で構成し、これらの変換素子を駆動する駆動信号に適切な遅延位相を与えることによって、強力超音波を所定の深さの照射部位に集束させて照射する方法がある。また、このアニュラレイ型変換素子を更に細分割し、分割された夫々の変換素子に与える駆動信号の遅延位相を制御することによってその集束領域の位置や幅を制御する、いわゆるフェーズドアレイ技術を適用した方法がある（例えば、特許文献1参照。）。

【0005】

また、アニュラレイ型の変換素子を用いて、焦点距離の移動のみをフェーズドアレイ技術によって行う場合には、深さ方向以外の方向への焦点の移動は強力超音波の発生部を機械的に移動させる方法がとられている（例えば、特許文献2参照。）。

【0006】

一方、フェーズドアレイの技術を用いた超音波診断装置の分野においては、送信あるいは受信の集束領域の大きさを焦点距離に依らずに一樣にするために、焦点距離の大きさに伴って超音波送受信面の大きさを変更する、いわゆる可変口径法が用いられている（例えば、特許文献3参照。）。

【0007】

【特許文献1】

特開平6-78930号公報（第3-4頁、第1-3図）

【0008】

【特許文献2】

特開平11-226046号公報（第3-4頁、第1-4図）

【0009】

【特許文献3】

特開昭63-246143号公報（第3-4頁、第2-6図）

【0010】

【発明が解決しようとする課題】

特許文献1に示された強力超音波の照射方法に特許文献3の可変口径法を適用し、焦点距離に依らずに強力超音波の集束領域幅 ΔW を一樣にすることができる

【0011】

しかしながら、特許文献3の方法によれば、浅部領域に強力超音波を集束させる場合、配列パターン（リング数やリング間隔あるいはリング幅など）が予め定められているアニュラレイ型の変換素子のうち、外側の変換素子に対する駆動信号の供給を停止することによって、変換素子の実効口径（以下では実効幅と呼ぶ）を低減する方法がとられてきた。従って、強力超音波の照射に用いられる内側の変換素子の配列パターンについては変更することが不可能であった。

【0012】

ところで、強力超音波の焦点距離が小さくなるほど、照射される強力超音波の波面の曲率半径も小さくなるため、変換素子の幅が十分小さくない場合には、素子幅による量子化誤差、即ち、変換素子から放射される強力超音波の波面に位相誤差が発生し、サイドローブが増大する。そして、このサイドローブによって集束領域の拡大、あるいは集束領域以外の領域への強力超音波の照射が発生し、治療に対する信頼性は著しく低下する。

【0013】

本発明はこのような問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、強力超音波を用いて生体内の腫瘍を焼灼する際に、サイドローブの少ない強力超音波の照射が可能な超音波照射装置を提供することにある。

【0014】

【課題を解決するための手段】

前記課題を解決するために、請求項1に係る本発明の超音波照射装置は、配列された複数の電気音響変換素子から所定の電気音響変換素子を選択する変換素子選択手段と、この変換素子選択手段によって選択される前記複数の変換素子に対して駆動信号を供給して、超音波を照射するための変換素子駆動手段と、この変換素子駆動手段によって照射される超音波の照射位置を設定する照射位置設定手段と、この照射位置設定手段によって設定される超音波の照射位置に応じて駆動される電気音響変換素子の配列パターンを変化するように、前記変換素子選択手段に対して、電気音響変換素子群の選択を指示する変換素子選択制御手段とを備

えることを特徴としている。

【0015】

また、請求項2に係る本発明の超音波照射装置は、配列された複数の電気音響変換素子から所定の電気音響変換素子を選択する変換素子選択手段と、この変換素子選択手段によって選択される前記複数の変換素子に対して駆動信号を供給して、超音波を照射するための変換素子駆動手段と、この変換素子駆動手段によって照射される超音波の照射位置を設定する照射位置設定手段と、この照射位置設定手段によって設定される超音波の照射位置に応じて駆動される電気音響変換素子の配列パターンを変化するように、前記変換素子選択手段に対して、電気音響変換素子群の選択を指示する変換素子選択制御手段と、前記照射位置を含む断面の超音波画像データを生成する超音波画像生成手段と、前記超音波画像データを表示する表示手段とを備えることを特徴としている。

【0016】

従って、本発明によれば、超音波波面の位相誤差の低減が可能な前記変換素子群の配列パターンの再設定が容易に可能となり、サイドローブが少なく信頼性の高い超音波照射装置を提供できる。

【0017】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態につき図1～図13を用いて説明する。

【0018】

この実施の形態で述べる超音波照射装置は、腫瘍を強力な超音波によって加熱、焼灼して治療したり、遺伝子導入効率を高めるための超音波照射併用法を実現することを目的として構成されるものであり、その特徴は、被検体に近接して配置されるアプリケーションの内部に、2次元的に配列した複数の変換素子を有し、この変換素子の中から複数の変換素子群を選択して駆動し、更に、強力超音波の焦点距離の設定変更に伴って、変換素子群の選択方法を変更することにある。

【0019】

(装置の構成)

図1～図2を用いて本発明の実施の形態における超音波照射装置100の構成

を説明する。図1は、本実施の形態における超音波照射装置100の概略構成を示すブロック図であり、図2は、この超音波照射装置100の構成要素の1つである超音波発生部21の構成を示す。なお、以下では、腫瘍の焼灼に本発明の超音波照射装置を適用した場合の実施の形態について述べるが、遺伝子導入を目的とした場合においても同様の装置構成及び手順によって超音波照射を行うことが可能である。

【0020】

この超音波照射装置100は、被検体1の腫瘍2に強力超音波を照射するとともに、この照射領域のモニタリングを目的とした超音波画像データを収集するアプリケーション11と、このアプリケーション11の内部に、図2に示すような2次元に配列された変換素子45の中から所定の変換素子を選択して共通接続し、N個の変換素子群を形成する変換素子選択部12と、このN個の変換素子群に対して駆動信号を供給する変換素子駆動部13と、前記N個の変換素子群から照射される強力超音波によって焼灼される腫瘍2を含む断面を画像化する超音波イメージング装置14と、この超音波イメージング装置と接続され、アプリケーション11に回転自在に設けられているイメージング用超音波プローブ22を回転移動し超音波画像断面を設定するプローブ回転機構部20を備えている。

【0021】

更に、超音波照射装置100は超音波イメージング装置14によって生成される画像データを表示する表示部16と、患者IDや焼灼条件、更には腫瘍2の形状や大きさなどの情報を入力する操作部17と、前記の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部19を備えている。

【0022】

アプリケーション11は、被検体1の腫瘍2に対して強力超音波を照射する超音波発生部21と、腫瘍2の超音波画像を撮影するためのイメージング用超音波プローブ22を備え、このイメージング用超音波プローブ22は超音波発生部21のほぼ中央部に開口した孔部25に挿入されている。そして、超音波発生部21およびイメージング用超音波プローブ22の先端部は、例えば脱気水からなるカップリング液23によって充満されたアプリケーション11の上部に取り付けられてい

る。

【0023】

また、アプリケータ11の被検体1との接触部は、被検体1やカップリング液23とほぼ等しい音響インピーダンスと可撓性を有した高分子材料を用いたカップリング膜24で構成されている。即ち、超音波発生部21から照射される強力超音波や、イメージング用超音波プローブ22によって送受信されるイメージング用超音波は、被検体1とほぼ等しい音響特性を有するカップリング膜24やカップリング液23を介して被検体1に対して送受信される。

【0024】

超音波発生部21は、図2(a)に示すように2次元にNX個配列された変換素子41を備えており、同一平面上においてX方向にPx素子、またY方向にPy素子が夫々間隔dx、dyで配列されている。図2(b)は図2(a)のA-A断面における超音波発生部21の断面図を示す。即ち、圧電セラミックスなどを用いた変換素子41の第1の面(上面)および第2の面(下面)には駆動信号を供給するための電極42a、42bがそれぞれ装着され、電極42aは支持台43に固定されている。また他の電極42bには強力超音波の照射を効率良く行うための音響マッチング層44が設けられ、更にその表面は保護膜45によって覆われている。

【0025】

NX個の変換素子41にそれぞれに装着された電極42aは、駆動信号供給のためのNXチャンネルからなる信号線46によって後述する変換素子選択回路15と接続され、一方、電極42bは共通接続されて超音波照射装置100の接地端子に接続される。

【0026】

イメージング用超音波プローブ22は、腫瘍2に対する強力超音波の正確な照射と、この照射による焼灼効果を超音波画像によってモニタリングするために備えられている。このイメージング用超音波プローブ22は、超音波発生部21による超音波照射の妨げにならないように、小さな超音波送受信面で広範囲の画像化が可能なセクタ走査用超音波プローブが好適である。

【 0 0 2 7 】

本実施の形態では、電子的に超音波ビームの送受信方向を制御して扇状の画像領域を得る、セクタ電子走査型超音波プローブをイメージング用超音波プローブ 2 2 として用いる。アプリケーション 1 1 のカップリング液 2 3 の中に配置されるイメージング用超音波プローブ 2 2 の先端部は、例えば、1次元にM個配列されたイメージング用変換素子を有し、この図示しないイメージング用変換素子は送信時には電気パルス超音波パルスに変換して被検体 1 に送信し、また受信時には被検体 1 からの超音波信号を電気信号に変換する機能を有している。なお、このイメージング用超音波プローブ 2 2 の先端部の基本構成は、図 2 (b) とほぼ同様であるため、詳細な説明は省略する。

【 0 0 2 8 】

変換素子選択部 1 2 は、前記変換素子 4 1 の中から所定の変換素子 4 1 を選択して共通接続し、N個の変換素子群を形成する変換素子選択回路 1 5 と、この変換素子選択回路 1 5 のスイッチング機能を制御する選択制御回路 1 8 とを備えている。

【 0 0 2 9 】

変換素子選択回路 1 5 は、例えば、図 3 に示すようにNチャンネルの切り換え機能を1単位とする、NX個の電子スイッチ 7 0 - 1 乃至 7 0 - NXを備え、これらの電子スイッチ 7 0 - 1 乃至 7 0 - NXの夫々の第1の端子は変換素子 4 1 - 1 乃至 4 1 - NXに接続される。一方、電子スイッチ 7 0 - 1 乃至 7 0 - NXの夫々N個からなる第2の端子は変換素子駆動部 1 3 のNチャンネルからなる出力端子に接続される。即ち、変換素子駆動部 1 3 から出力されるN種類の遅延位相を有した変換素子駆動信号は、変換素子選択回路 1 5 の電子スイッチ 7 0 - 1 乃至 7 0 - NXによって選択される変換素子 4 1 に供給され、選択された変換素子 4 1 を駆動して強力超音波を照射する。

【 0 0 3 0 】

選択制御回路 1 8 は、図示しないCPUと記憶回路を備え、システム制御部 1 9 から送られる変換素子選択情報に基づいて、前記変換素子 4 1 - 1 乃至 4 1 - NXの中から所定の変換素子 4 1 を選択してN個の変換素子群を形成するために

、前記変換素子選択回路15の電子スイッチ70-1乃至70-NXに制御信号を供給する。

【0031】

例えば、アニュラアレイ型の変換素子群を形成する場合には、選択制御回路18は、システム制御部19から供給されるリング数や各リングの配列パターンなどのアニュラアレイ情報に基づいて、電子スイッチ70-1乃至70-NXを制御し、アニュラアレイ型変換素子群を形成する。即ち、NX個の変換素子41-1乃至41-NXのほぼ中心部には、1つの円盤状変換素子群が形成され、更に、N-1個のリング状変換素子群が、前記円盤状変換素子群に対して同心円状に形成される。

【0032】

図4はN=3の場合におけるアニュラアレイ型変換素子群を示したものであり、中心部には円盤状に選択された変換素子群51-a-1が形成され、その外側にはリング状に選択された変換素子群51-a-2および51-a-3が形成される。但し、2次元に配列されたNX個の変換素子41-1乃至41-NXからアニュラアレイ型変換素子群を選択する場合、図4に示すようにモザイク状の変換素子群となる。

【0033】

変換素子駆動部13は超音波発生部21より強力超音波を照射するために変換素子41に駆動信号を供給する駆動部であり、変換素子41の共振周波数に対応した周波数の連続波を発生するCW発生器33と、この連続波に所定の遅延位相を与える遅延回路34と、前記連続波を増幅するRFアンプ35と、RFアンプ35の出力信号を変換素子41に効率良く供給するためにインピーダンスマッチングを行なうマッチング回路36と、前記CW発生器33の出力を制御するCW発生制御回路32を備えている。但し、変換素子選択回路15によって形成される変換素子群51がN個の場合には、遅延回路34やRFアンプ35、更には、マッチング回路36はNチャンネル分備えられ、遅延回路34では所定の焦点距離の部位への強力超音波の照射に際して、N種類の遅延位相が設定される。

【0034】

遅延回路 34 は、超音波発生部 21 の変換素子 41 が照射する強力超音波を腫瘍領域の焼灼位置に集束させるために、変換素子 41 の駆動信号に所定の遅延位相を設定する。尚、前記遅延位相は変換素子群 51 の配列パターンや焦点距離によって一義的に決定される。

【0035】

図 5 は、図 4 に示した $N=3$ のアニュラレイ型変換素子群 51-a-1 乃至 51-a-3 において、夫々の変換素子群 51 の駆動信号に与えられる相対遅延位相の大きさを示す。図 5 に示すように、最外周の変換素子群 51-a-3 の駆動信号に対して、中心部の変換素子群 51-a-1 の駆動信号ほど大きな相対遅延位相が設定され、この傾向は焦点距離 (F_0) が小さくなるほど顕著となる。

【0036】

次に、超音波イメージング装置 14 の構成につき図 6 を用いて説明する。

【0037】

超音波イメージング装置 14 は、被検体 1 に対して超音波を放射するためにイメージング用超音波プローブ 22 に駆動信号を供給する超音波送信部 61 と、被検体 1 からの受信超音波をイメージング用超音波プローブ 22 を介して受信する超音波受信部 62 と、この受信信号に基づいて超音波画像データを生成する画像データ生成部 63 と、この画像データを保存する画像データ記憶部 64 を備えている。

【0038】

超音波送信部 61 はレート信号発生器 66 と、送信遅延回路 67 と、パルサ 68 を備えている。レートパルス発生器 66 は、被検体 1 に放射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを発生して送信遅延回路 67 に供給する。送信遅延回路 67 は、M チャンネルの独立な遅延回路から構成され、所定の深さに超音波を集束するための遅延時間と、所定の方向に超音波を偏向するための遅延時間を前記レートパルスに与え、このレートパルスをパルサ 68 に供給する。パルサ 68 は、M チャンネルの独立な駆動回路を有しており、イメージング用超音波プローブ 22 に内蔵された M 個のイメージング用変換素子を駆動し、被検体 1 に超音波を送信するための駆動パルスを生成する。

【0039】

超音波受信部62はプリアンプ69と、受信遅延回路70と、加算器71とを備えている。プリアンプ69は、M個のイメージング用変換素子によって電気信号に変換された微小信号を増幅し、十分なS/Nを確保する。受信遅延回路70は、所定の深さからの超音波を集束するための集束用遅延時間と、超音波ビームの受信指向性を制御して被検体1を走査するための偏向用遅延時間をMチャンネルのプリアンプ69の出力に与えた後、加算器71に送り、加算器71はMチャンネルの受信信号を加算して1つに纏める。

【0040】

画像データ生成部63は、対数変換器72と、包絡線検波器73と、A/D変換器74とを備えている。対数変換器72は、画像データ生成部63の入力信号はの振幅を対数変換し、弱い信号を相対的に強調する働きをしている。一般に被検体1からの受信信号は80dB以上の広いダイナミックレンジをもった振幅を有しており、これを23dB程度のダイナミックレンジをもつ通常のテレビモニタに表示するためには弱い信号を強調する振幅圧縮が必要となる。包絡線検波器73は対数変換された受信信号に対して包絡線検波を行い、超音波周波数成分を除去して振幅のみを検出する。A/D変換器74はこの包絡線検波器73の出力信号をA/D変換し超音波画像データを生成する。

【0041】

画像データ記憶部64は、画像データ生成部63において生成された超音波の画像データを一旦保存する記憶回路であり、超音波の送受信方向を変更しながら得られるデータは順次記憶され、2次元の画像データを構成する。

【0042】

次に、図1におけるプローブ回転機構部20は超音波イメージング装置14によって表示される超音波画像中に、超音波発生部21によって焼灼される腫瘍部分が常に表示されるようにイメージング用超音波プローブ22を鉛直方向のプローブ軸を回転軸として回転あるいは回動する。

【0043】

表示部16は、図示しない表示回路とCRTモニタを備えており、イメージン

グ用超音波プローブ22および超音波イメージング装置14によって得られる超音波画像が表示される。即ち、システム制御部19は、超音波イメージング装置14の画像データ記憶部64に保存されている超音波画像データを読み出し、表示部16においてD/A変換した後、テレビフォーマットに変換してCRTモニタに表示する。更に、この超音波画像上には超音波発生部21による焼灼位置や強力超音波のビーム幅などを重畳して表示することも可能である。また、このCRTモニタには、操作者が操作部17のマウスあるいはキーボードなどを用いて入力する腫瘍2の中心位置や輪郭線、更には、この輪郭線を回転楕円近似等により変換した図などが表示される。

【0044】

操作部17は、操作パネル上にキーボード、トラックボール、マウス等を備え、操作者が患者情報、腫瘍2の位置およびサイズなどの腫瘍情報、同一部位における焼灼時間などの焼灼情報、更には種々のコマンド信号を入力するために用いられる。

【0045】

システム制御部19は、図示しないCPUと記憶回路を備え、操作部17からのコマンド信号に従って各ユニットの制御やシステム全体の制御を統括して行う。特に、内部のCPUには、操作部17を介して送られる操作者の入力コマンドや入力情報が保存される。

【0046】

また、このシステム制御部19は、操作部17から入力される腫瘍2の位置や大きさの情報を読み取り、その外形を回転楕円近似法等により求め、表示部16のCRTモニタ上に表示する。次いで、腫瘍2の焼灼しようとする位置に集点が設定される様に変換素子駆動部13の遅延回路34に制御信号を送り、その遅延位相を設定する。更に、この焦点の大きさ（集束領域）が、焦点距離に依らずにほぼ一様となるように変換素子選択部12の選択制御回路18を制御し、変換素子選択回路15において選択される変換素子群51-1乃至51-Nを設定する。

【0047】

尚、変換素子群 51-1 乃至 51-N の選択に関する情報や、変換素子群 51-1 乃至 51-N の駆動信号に与えられる遅延位相に関する情報は、システム制御部 19 の記憶回路に備えられたルックアップテーブルにおいて、焦点距離別に予め保存されている。

【0048】

(照射の手順)

次に、本実施の形態における超音波照射の手順を図 1 ～図 13 を用いて説明する。但し、図 7 はこの照射手順のフローチャートを示す。尚、以下の実施の形態の説明における変換素子群は 5 チャンネル ($N=5$) のアニュラレイ型変換素子群 51 の場合について述べる。

【0049】

操作者は、まず操作部 17 より強力超音波の照射強度や集束領域の幅 (ΔW)、あるいは、1 つの焼灼位置における焼灼時間などの焼灼条件を設定し、これらの情報をシステム制御部 19 の記憶回路に保存する (ステップ S1)。次いで、操作者は、腫瘍 2 の観察に最適な位置にアプリケーション 11 を設定する。但し、実際には超音波イメージング装置 14 を予め動作状態にしておき、イメージング用超音波プローブ 22 によって得られる超音波画像を観測しながらアプリケーション 11 の最適な位置を設定する方法が好適である。

【0050】

超音波イメージング装置 14 による画像生成手順につき図 6 を用いて説明する。被検体 1 への超音波送信に際して、超音波送信部 61 のレートパルス発生器 66 はシステム制御部 19 からの制御信号に従い、被検体 1 に放射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを送信遅延回路 67 に供給する。

【0051】

送信遅延回路 67 は送信超音波を所定の深さに集束するための遅延時間と、所定の方向 ($\phi 1$) に超音波を送信するための遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをパルサ 68 に供給する。パルサ 68 はイメージング用超音波プローブ 22 に内蔵されているイメージング用変換素子を駆動し、被検体 1 に超音波パルスを放射する。

【0052】

被検体1に放射された超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる被検体1の臓器間の境界面あるいは組織にて反射し、この超音波は送信時と同じイメージング用変換素子によって受信されて電気信号に変換される。この受信信号はプリアンプ69にて増幅され、受信遅延回路70に送られる。受信遅延回路70は、所定の深さからの超音波を集束して受信するための遅延時間と、所定の方向(ϕ 1)に強い受信指向性をもたせて受信するための遅延時間を受信信号に与えた後、加算器71へ送る。加算器71はプリアンプ69、受信遅延回路70を介して入力される複数の受信信号を加算合成し、1つの受信信号に纏めた後、画像データ生成部63へ供給する。

【0053】

加算器71の出力は画像データ生成部63において、対数変換、包絡線検波、A/D変換がなされた後、画像データ記憶部64に一旦保存される。

【0054】

次に、超音波の送受信方向を $\Delta\phi$ ずつ順次更新させながら ϕ 1の場合と同様な手順で超音波の送受信を行なう。即ち、システム制御部19は、送信遅延回路67および受信遅延回路70の遅延時間を前記超音波送受信方向に対応させて順次切り替えながら、画像データを収集する。

【0055】

次いで、システム制御部19は、前記手順によって得られる画像データを画像データ記憶部64に順次保存し、所定の範囲の走査が終了した時点で1枚分の画像データを表示部16において表示する。

【0056】

操作者は、表示部16のCRTモニタ上に表示される被検体1の超音波画像を観察し、治療の対象である腫瘍2がイメージング用超音波プローブ22の中心軸上に位置するようにアプリケーション11の位置を調節する(ステップS2)。

【0057】

図8(a)は、表示部16のCRTモニタ上に表示される超音波画像を、また図8(b)は、前記超音波画像の説明図を示す。この場合、イメージング用超音

波プローブ22のイメージング用変換素子は、例えば図2(a)にて示したX方向に1次元配列され、従って超音波画像は図8に示すようにX-Z平面において得られる。また、図8では、後述する方法によって変換素子群51の実効幅Dが決定した時点で、この実効幅Dの両端部X1およびX2から焦点に向かって描かれる2本の線分によって強力超音波のビーム幅が示される。

【0058】

操作者は、この最初の超音波画像に表示されている腫瘍2に対し、操作部17のマウスを用いて腫瘍像の輪郭を描く。システム制御部19のCPUは操作部17より入力された腫瘍輪郭情報に基づいて、例えば回転楕円近似を行い、回転楕円体で近似した腫瘍2の中心位置 $g_0(0, 0, Z_0)$ や大きさ等の情報をシステム制御部19の記憶回路に保存する(ステップS3)。

【0059】

次に、システム制御部19は、回転楕円体の情報に基づいて腫瘍2を均一に焼灼するために、超音波発生部21から照射される強力超音波の焦点の3次元的な移動範囲とその移動軌跡を設定する(ステップS4)。

【0060】

以上のような手順により、超音波発生部21による腫瘍2の照射計画、即ち強力超音波の焦点の移動範囲と移動軌跡を設定したならば、操作者は操作部17より治療開始コマンドを入力する。このコマンド入力を読み取ったシステム制御部19は、照射計画にて設定した最初の焼灼位置 $g_1(X_1, Y_1, Z_1)$ に所定の集束領域幅 ΔW を有した強力超音波を照射するために、腫瘍2の中心位置 g_0 から最初の焼灼位置 g_1 への座標の変化量 $\Delta X_1 = X_1$, $\Delta Y_1 = Y_1$ を算出し、更に、深さ Z_1 において所望の集束領域幅 ΔW を得るためのアニュラレイ変換素子群51の実効幅Dと変換素子群数をNとした場合の各変換素子群のサイズ(幅や間隔)を算出する。

【0061】

次いで、システム制御部19は、上記の座標変化量 ΔX_1 および ΔY_1 や、実効幅D等の算出結果を変換素子選択部12の選択制御回路18に送り、選択制御回路18は、これらの情報に基づいてアニュラレイ型変換素子群51として選択

する変換素子41のアドレス情報を変換素子選択部12の変換素子選択回路15に送る。

【0062】

前記変換素子選択回路15は選択制御回路18からの制御信号に基づいて、超音波発生部21の変換素子41-1乃至41-NXから所定の変換素子41を選択しアニュラレイ型変換素子群51を形成する（ステップS5）。

【0063】

（焼灼位置の変更に伴う変換素子群の設定）

図9は $N=3$ のアニュラレイ型変換素子群51-a-1乃至51-a-3による焦点が、腫瘍2の中心位置 $g_0(0, 0, Z_0)$ から最初の焼灼位置 $g_1(X_1, Y_1, Z_1)$ に変更された場合に、変換素子選択回路15によって新たに選択されて形成される変換素子群51-a-1'乃至51-a-3'を示したものである。即ち、図9(a)は、腫瘍2の中心位置 $g_0(0, 0, Z_0)$ 、また図9(b)は、最初の焼灼位置 $g_1(X_1, Y_1, Z_1)$ に焦点が設定される場合に、変換素子選択回路15によって選択される変換素子群51を示しており、図9(b)の変換素子群51の中心 $G_1(X_1, X_2)$ は、図9(a)の変換素子群51-a-1乃至51-a-3の中心 $G_0(0, 0)$ に対して、X方向に ΔX 、Y方向に ΔY シフトして選択され、この位置を中心として所定の有効幅Dを有する3チャンネルのアニュラレイ型変換素子群51-a-1'乃至51-a-3'が形成される。尚、図9における座標 G_0 および G_1 は、座標 g_0 および g_1 に対応した変換素子配列面上での座標を示す。

【0064】

次に、システム制御部19は、上記の算出から得られる実効幅Dや最初の焼灼位置 g_1 の深さ Z_1 の情報に基づいて、変換素子群51-a-1'乃至51-a-3'の駆動信号に与えられる $N(N=3)$ 種類の遅延位相情報をルックアップテーブルから求め、この遅延位相情報を変換素子駆動部13の遅延回路34に供給して、駆動信号の遅延位相を設定する。（ステップS6）。

【0065】

更に、システム制御部19は前記焼灼位置 $g_1(X_1, Y_1, Z_1)$ の情報に

に基づいた回転制御信号をプローブ回転機構部 20 に供給する。プローブ回転機構部 20 は、この回転制御信号に従って焼灼位置 g_1 がイメージング用超音波プローブ 22 によって得られる超音波画像上に表示されるように、イメージング用プローブ 22 を所定角度だけ回転する（ステップ S7）。

【0066】

以上述べた手順により変換素子群 51 の設定や、これらの変換素子群 51 の駆動信号に与えられる遅延位相の設定、更には、イメージング面の設定が終了したならば、システム制御部 19 は設定完了信号を表示部 16 の CRT モニタ、あるいは操作部 17 の操作パネルにおいて表示する。

【0067】

操作者は、表示部 16 あるいは操作部 17 において設定完了信号を認識したならば、操作部 17 より照射実行コマンドを入力し（ステップ S8）、システム制御部 19 はこの照射実行コマンド信号を読み出して変換素子駆動部 13 の CW 発生制御回路 32 に供給する。次いで、CW 発生制御回路 32 は前記照射実効コマンド信号を受けて、CW 発生器 33 に対して変換素子駆動信号を発生させるための指示信号を送る。

【0068】

CW 発生制御回路 32 の指示信号に従って CW 発生器 33 から発生した駆動信号は遅延回路 34 において、システム制御部 19 からの制御信号に基づいて所定の遅延位相が与えられ、RF アンプ 35 とマッチング回路 36 を介して変換素子選択部 12 の変換素子選択回路 15 に供給される。

【0069】

そして、前記変換素子選択回路 15 に送られた駆動信号は、既に変換素子選択部 12 の選択制御回路 18 の制御信号に基づき、この変換素子選択回路 15 によって選択されているアニュラレイ型の変換素子群 51-1 乃至 51-N に供給され、被検体 1 の最初の焼灼位置 g_1 に強力超音波が照射される（ステップ S9）。

【0070】

このアニュラレイ型の変換素子群 51-1 乃至 51-N によって腫瘍組織が

焼灼される状況は、既に述べた手順と同様にして、イメージング用超音波プローブ 22、および超音波イメージング装置 14 によって超音波画像データとして収集され、システム制御部 19 はこのとき得られる画像データを表示部 16 において表示する。

【0071】

本実施の形態では、イメージング用超音波プローブ 22 を回転制御することによって、各焼灼位置の状況は超音波画像データとして収集されるため、強力超音波の焼灼によって生ずる腫瘍組織の変性の状態は表示部 16 において常時、リアルタイムに観測することが可能となる（ステップ S10）。

【0072】

（実効幅 D の設定方法）

次に、変換素子群 51 の実効幅 D と集束領域幅 ΔW につき図 10 および図 11 を用いて説明する。図 10（a）は、実効幅 D および焦点距離 L と集束領域幅（ビーム幅） ΔW の関係を簡易作図法によって示したものであり、図 10（b）は、焦点距離 L における強力超音波の音圧分布を示す。図 10（b）において、音圧分布の半値幅で定義される集束領域幅 ΔW は次式（1）で示される。

【0073】

$$\Delta W \cong K L \lambda / D \quad \dots (1)$$

但し、 λ は強力超音波の波長、K は比例定数である。

【0074】

式（1）から明らかなように、集束領域幅 ΔW を焦点距離 L に依存せずに一樣にする、いわゆる可変口径法を行うには、図 10（c）のように、焦点距離 L に比例して実効幅 D を変更させる必要がある。図 11 は集束領域幅 ΔW を得る場合の従来法（例えば既に示した特許文献 2）を模式的に示したものであり、 $L1/D1 = L2/D2$ であれば同じ集束領域幅 ΔW が得られる。

【0075】

以上述べた手順により、最初の焼灼位置 $g1 (X1, Y1, Z1 = L1)$ への強力超音波の照射が予め設定された時間行われたならば、システム制御部 19 は焼灼完了の信号を表示部 16 あるいは操作部 17 において表示する。操作者はこ

の信号を認識したならば、操作部 17 より照射停止コマンドを入力し、システム制御部 19 はこの照射停止コマンド信号読み出し、変換素子駆動部 13 の CW 発生制御回路 32 に供給して CW 発生器 33 からの駆動信号の発生を一旦停止する。

【0076】

次に、システム制御部 19 は、照射計画に従って第 2 の焼灼位置 g_2 (X_2 , Y_2 , $Z_2 = L_2$)、更には第 3 以降の焼灼位置に対しても同様の手順によって強力超音波の照射を行ない、最後の焼灼位置への照射が終了したならば、腫瘍 2 に対する焼灼を終了する (ステップ S11)。

【0077】

次に図 12 および図 13 を用い、本実施の形態の効果を従来法と比較して述べる。図 12 は 5 つのリング数 ($N = 5$) で構成される変換素子群 51 の実効幅 D1 を、図 11 のように実効幅 D2 に減少させる場合の変換素子群 51 の配列パターンを示したものであり、図 12 (a-1) および図 12 (b-1) は従来のアニュラレイ変換素子 51-b による可変口径法、また図 12 (a-2) および図 12 (b-2) は本実施の形態における可変口径法を示す。

【0078】

従来の可変口径法では、実効幅 D1 の変換素子 51-b-1 乃至 51-b-5 からなるアニュラレイ変換素子 (図 12 (a-1)) の実効幅 D1 を D2 に減少させるために、図 12 (b-1) に示すように、例えば中心部の 3 個の変換素子 51-b-1 乃至 51-b-3 を選択して用いる方法がとられてきた。

【0079】

これに対して、本実施の形態では、2 次元に配列された微小な変換素子 41-1 乃至 41-NX の中から所定の変換素子 41 を選択して共通接続することにより、アニュラレイ型の変換素子群 51-c を形成している。このため、例えば図 12 (a-2) に示すように、変換素子 41-1 乃至 41-NX の中から 5 個の変換素子群 51-c-1 乃至 51-c-5 を選択して形成したアニュラレイ型の変換素子群 51-c の実効幅 D1 を D2 に変更する場合には、図 12 (b-2) に示すように、変換素子 41-1 乃至 41-NX の選択方法を更新し、例え

ば5つの変換素子群51-c-1'乃至51-c-5'を形成することが可能となる。

【0080】

なお、図12(a-2)および図12(b-2)における変換素子群51-c-1乃至51-c-5、および51-c-1'乃至51-c-5'は、図4あるいは図9に示したようなモザイク状になるが、ここでは便宜上滑らかな輪郭線によって示しており、このモザイク状の変換素子群51-cの影響は変換素子41の素子数NXが大きければ無視することができる。

【0081】

図13は、図12に示した実効幅D2の場合において、従来のアニュラアレイ変換素子51-b(図12(b-1))と、本実施の形態のアニュラアレイ型変換素子群51-c(図12(b-2))による照射波面の位相誤差と、焦点距離L2における音圧分布を比較したものであり、図13(a-1)および図13(b-1)は従来のアニュラアレイ変換素子51-b、および本実施の形態におけるアニュラアレイ型変換素子群51-cと理想的な遅延位相量を示す。また、図13(a-2)および図13(b-2)は上記の夫々の変換素子51-bあるいは変換素子群51-cの横幅が有限であることによって生ずる位相誤差、また図13(a-3)および図13(b-3)は上記の変換素子51-b、あるいは変換素子群51-cによって得られる焦点距離L2での音圧分布特性である。

【0082】

既に図5において示したように、焦点距離L1のL2($L1 > L2$)への変更に伴い、遅延位相の変化率が增大するため、従来の方法によれば位相誤差が増大し、この位相誤差に起因して焦点距離における音圧分布に大きなサイドローブが発生する。そして、新たに発生する前記サイドローブにより、変換素子51-b-1乃至51-b-3によって照射される強力超音波は、本来の集束領域の他にサイドローブが発生する部位においても照射される。

【0083】

これに対して本実施の形態によれば、焦点や実効幅の変更に伴って変換素子群51-c-1'乃至51-c-5'の配列パターンを任意に設定することが可能

となるため、位相誤差を低減することができ、従って音圧分布特性におけるサイドローブの発生を抑えることが可能となる。

【0084】

なお、上述の方法により変換素子群51の配列間隔等を変更する場合、その最小間隔は変換素子41の素子幅（図2の P_x 、 P_y ）によって決定され、この素子幅 P_x および P_y が十分小さくない場合には、サイドローブを抑えることができない。所定の距離 L_x に強力超音波を集束させる場合、波面の位相誤差に起因するサイドローブを抑えるための変換素子群幅 P_d は下式（2）を満足させる必要がある。

【0085】

$$(P_d)^2 / \lambda < L_x \quad \dots (2)$$

例えば、最短距離が $L_x = 100 \text{ mm}$ の腫瘍の照射位置に 500 KHz の強力超音波を照射する場合、式（2）によれば、前記サイドローブを抑えるための変換素子群幅 P_d は約 17 mm となる。従って、変換素子41の素子幅 P_x 、あるいは P_y も 17 mm 以下に設定する必要がある。

【0086】

（第1の変形例）

次に、本実施の形態の第1の変形例について図14を用いて説明する。上述の実施の形態では、超音波発生部21の変換素子41を同一平面上に配列した場合について示したが、この第1の変形例では、変換素子41を凹面上に2次元配列する場合について述べる。即ち、図14(a)において変換素子41は曲率半径 L_1 の凹面の支持台43に配列されている。この場合も、焦点距離 L_1 に強力超音波を照射する場合には、実効幅 D_1 を有した5個の変換素子群51-c-1乃至51-c-5（図14(b)）を前記変換素子41から選択して用い、また、焦点距離 L_2 に照射する場合には、実効幅 D_2 を有した5個の変換素子群51-c-1'乃至51-c-5'（図14(c)）を用いる。但し、この場合、前記支持台43の曲率半径で決定される焦点距離 L_1 を照射領域の最も深い部位に設定することによって、変換素子群51を平面状に配列した場合と全く同様な効果を得ることが可能となる。

【 0 0 8 7 】

(第 2 の変形例)

次に、本実施の形態における第 2 の変形例につき図 1 5 および図 1 6 を用いて説明する。図 9 において説明した本発明の実施の形態では、強力超音波の焦点を X 方向、あるいは Y 方向に移動する場合、変換素子選択部 1 2 の変換素子選択回路 1 5 は、変換素子群 5 1 が同じ方向に並行移動するように変換素子 4 1 の選択を行ったが、変換素子 4 1 の数に余裕が無い場合には強力超音波の照射方向を制御して焦点の移動を行うことが望ましい。

【 0 0 8 8 】

図 1 5 (a) は照射位置が X - Z 平面において、変換素子 4 1 - 1 乃至 4 1 - N X の中心軸 (Z 軸) から $\theta 1$ 方向にある $g 1'$ ($X 1'$, $Y 1'$, $L 1$) と、 $\theta 2$ 方向にある $g 2'$ ($X 2'$, $Y 1'$, $L 2$) の場合を示しており、変換素子選択回路 1 5 は、照射位置 $g 1'$ および $g 2'$ の照射に用いる複数の変換素子群 5 2 a、および変換素子群 5 2 b の中心が変換素子配列のほぼ中心に位置するように選択する。次に、前記変換素子群 5 2 a および変換素子群 5 2 b の各々に対して、変換素子駆動部 1 3 は所定の遅延位相を有した駆動信号を供給し、照射位置 $g 1'$ および $g 2'$ に対して強力超音波を照射する。尚、このときの駆動信号には、前記照射位置に強力超音波を集束するための集束用遅延位相と、強力超音波を $\theta 1$ 方向あるいは $\theta 2$ 方向に放射するための偏向用遅延位相が合成されて与えられる。

【 0 0 8 9 】

図 1 5 (b) および図 1 5 (c) は照射位置 $g 1'$ および $g 2'$ の照射に用いる変換素子群 5 2 の配列パターンの具体例を示したものであり、例えば、アニュラレイ型の変換素子群 5 1 を更にリングの周辺方向に所定間隔で分割して形成される。このように 2 次元配列された変換素子群 5 2 a、および 5 2 b の夫々には変換素子駆動部 1 3 より遅延位相を有した駆動信号が供給され、照射位置 $g 1'$ および $g 2'$ に強力超音波が照射されるが、この強力超音波の送信は超音波イメージング装置 1 4 によるイメージング用超音波の送信と同様であるため詳細な説明は省略する。

【0090】

このような手順により、強力超音波を照射位置 $g1'$ および照射位置 $g2'$ に対して照射する場合、焦点距離が $L1$ および $L2$ に設定されると共に変換素子群 52 の配列パターンも図 15 (b) および図 15 (c) に示すように設定される。即ち、前記焦点距離の変更に伴って変換素子群 52 の実効幅が変更され、このような変換素子群 52 の設定方法によって、腫瘍 2 に照射される強力超音波のサイドローブを低減することが可能となる。

【0091】

但し、変換素子駆動部 13 におけるチャンネル数の制約を受ける場合、変換素子群 52 の数は可能な限り少ないことが望ましいが、本応用例によれば変換素子群 52 の最適な選択により、少ない変換素子群 52 の場合でも良好な照射特性を得ることができる。

【0092】

例えば、図 16 はアニュラアレイ型変換素子群 51 を更に 2 分割した方法を示しており、図 16 (a) は図 15 の場合と同様に $X-Z$ 平面内において強力超音波の照射を行った場合の変換素子群 53 a の選択方法を、また図 16 (b) は $Y-Z$ 平面内において照射を行った場合の変換素子群 53 b の選択方法を示しており、このように照射方向の変更に伴って変換素子群 53 の配列パターンを容易に変更することができる。

【0093】

尚、図 16 においては、強力超音波のビーム方向が $X-Z$ 平面内あるいは $Y-Z$ 平面内についてのみ示したが、3次元の任意の方向に照射される場合においても同様な方法で変換素子群 53 を形成することが可能である。

【0094】

以上述べた本実施の形態によれば、変換素子群の有効幅を低減して比較的近距離の照射位置に強力超音波を照射する場合においても、変換素子群の配列パターンを容易に変更することが可能となる。このため、変換素子群の数を低減することなく強力超音波の照射が可能となり、優れた照射特性を有した強力超音波ビームを生成することができる。特に、サイドローブによる腫瘍領域以外への強力超

音波の照射が低減されるため、超音波照射における信頼性を向上することができる。

【 0 0 9 5 】

尚、本実施の形態における変換素子群の実効幅は焦点距離の変更に伴って変更するため、変換素子群から照射されるエネルギーもこの実効幅に伴って変化する。一方、被検体 1 での超音波減衰量は焦点距離の長さに依存する。従って、可変口径法における実効幅の増減は、照射領域における照射エネルギーの大きさを補正する効果を有している。

【 0 0 9 6 】

以上、本発明の実施の形態について述べたが、本発明は上述した実施の形態に限定されるものではなく、種々変形して実施することが可能である。例えば、本実施の形態ではアニュラレイ型の変換素子群、およびその変形例について示したが、変換素子群の配列パターンは特に限定されない。また、変換素子 4 1 の各々は矩形以外の配列パターンを有していてもよく、更に、これらは 1 次元に配列されたものでも構わない。この場合は、前記変換素子群も 1 次元配列したものとなる。

【 0 0 9 7 】

一方、強力超音波の照射位置を X 方向あるいは Y 方向に移動する場合、本実施の形態では図 9 に示した変換素子群 5 1 の並行移動方法や、図 1 5 および図 1 6 に示した強力超音波ビームの変更方式について述べたが、特許文献 3 のようにアプリケーション 1 1 を機械的に移動させる方法を用いてもよい。

【 0 0 9 8 】

また、本実施の形態の超音波照射手順において照射実行コマンドあるいは照射停止コマンドは操作者によって入力される場合について述べたが、この方法に限定されるものではなく、変換素子群 5 1 の位置や駆動信号の遅延位相などの設定が完了したならば、装置は自動的に強力超音波を照射してもよく、また所定部位に対する所定時間の照射が完了したならば照射を一旦停止し、次の部位に対する照射準備に移行してもよい。

【 0 0 9 9 】

更に、照射計画を作成せずに、操作者が表示部 1 6 に表示される腫瘍 2 を観測しながら照射位置を手動によって設定する方法を用いてもよい。

【0 1 0 0】

一方、上記の実施の形態の説明では、いずれの場合も変換素子群 5 1 の数を一定 (N) としたが、必ずしも同じ値に設定する必要はない。しかしながら、変換素子駆動部 1 3 が有する駆動チャンネル数に一致させることが望ましい。

【0 1 0 1】

【発明の効果】

以上述べたように本発明によれば、多数配列された微小な変換素子の中から複数の変換素子群が選択されて超音波発生源が形成される。このため、可変口径法における実効幅の増減とともに、超音波波面の位相誤差の低減が可能な前記変換素子群の配列パターンの再設定が容易に可能となり、サイドローブが少なく信頼性の高い超音波照射装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明の実施の形態における超音波照射装置全体の概略構成を示すブロック図。

【図 2】 本発明の実施の形態における超音波発生部の構成を示す図。

【図 3】 本発明の実施の形態における変換素子選択回路の構成を示す図。

【図 4】 本発明の実施の形態における変換素子の選択例を示す図。

【図 5】 本発明の実施の形態におけるアニュラレイ型変換素子群の駆動信号に与えられる相対遅延位相を示す図。

【図 6】 本発明の実施の形態における超音波イメージング装置のブロック図。

【図 7】 本発明の実施の形態における照射手順を示すフローチャート。

【図 8】 本発明の実施の形態における照射部位の超音波画像とその説明図。

【図 9】 本発明の実施の形態における焼灼位置の移動に伴う変換素子群の選択方法を示す図。

【図 1 0】 可変口径法における焦点距離と実効幅の関係を示す図。

【図 1 1】 可変口径法を説明する図。

【図 1 2】 本発明の実施の形態における可変口径法の変換素子群と従来法にお

ける変換素子の配列パターンを比較した図。

【図 1 3】 本発明の実施の形態における効果を従来法と比較して示す図。

【図 1 4】 本発明の実施の形態の第 1 の変形例を示す図。

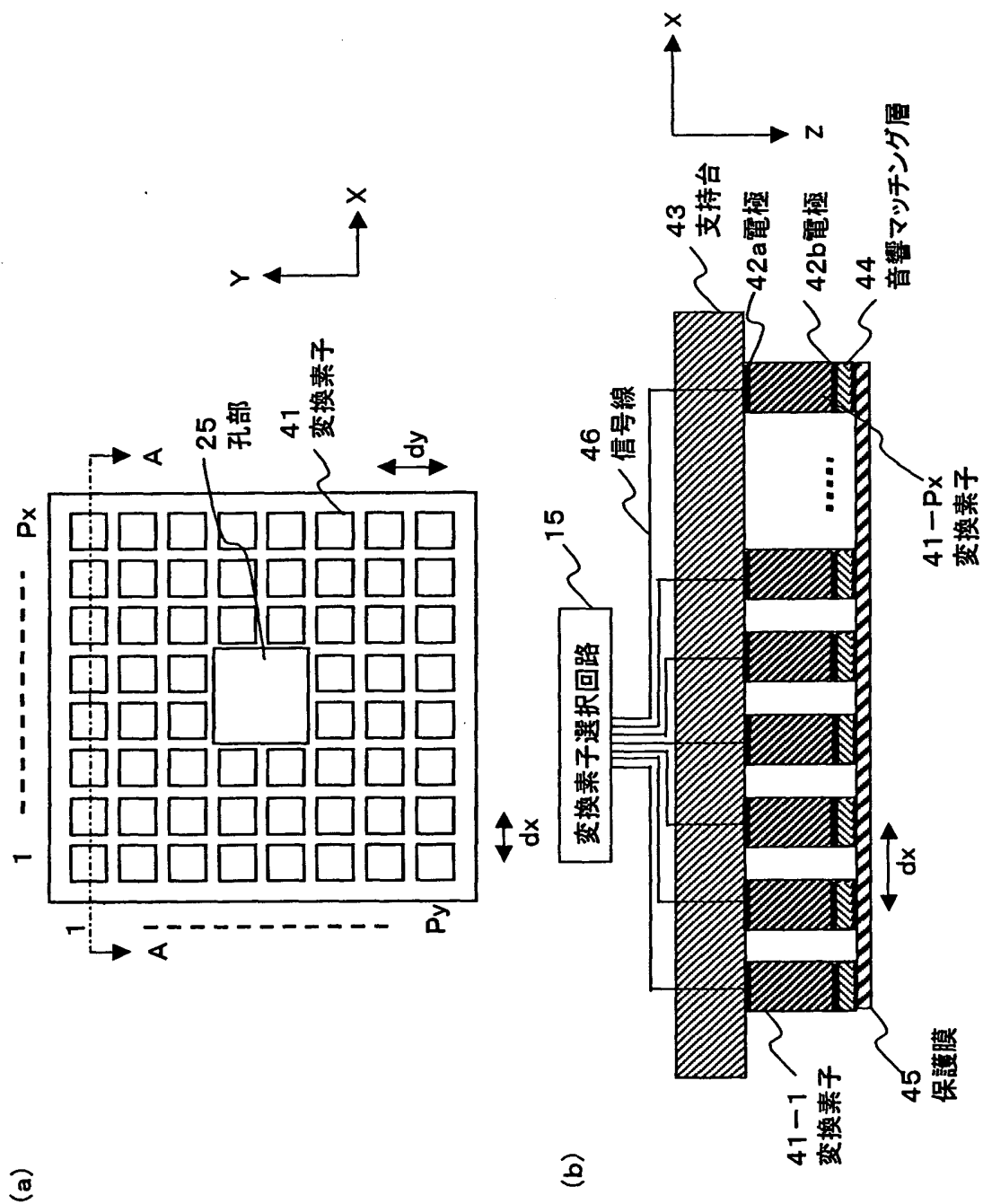
【図 1 5】 本発明の実施の形態の第 2 の変形例を示す図。

【図 1 6】 本発明の実施の形態の第 2 の変形例における変換素子群の選択法を示す図。

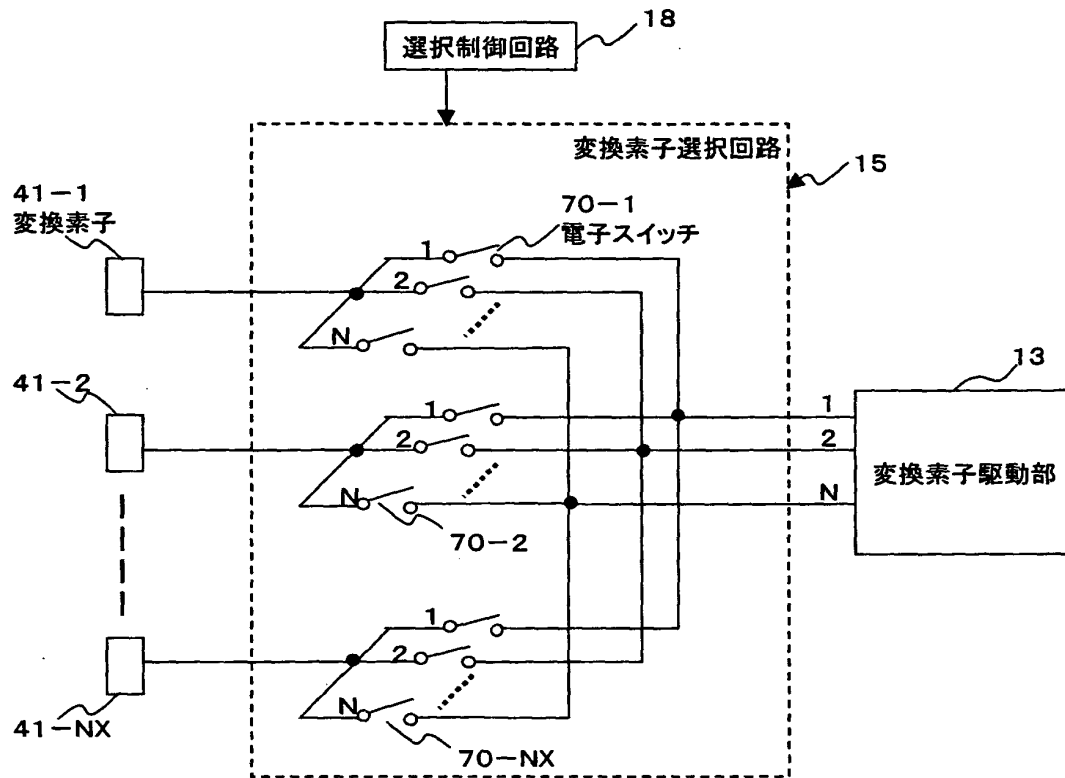
【符号の説明】

- 1 1 … アプリケーター
- 1 2 … 変換素子選択部
- 1 3 … 変換素子駆動部
- 1 4 … 超音波イメージング装置
- 1 5 … 変換素子選択回路
- 1 6 … 表示部
- 1 7 … 操作部
- 1 8 … 選択制御回路
- 1 9 … システム制御部
- 2 0 … プローブ回転機構部
- 2 1 … 超音波発生部
- 2 2 … イメージング用超音波プローブ
- 2 3 … カップリング液
- 2 4 … カップリング膜
- 2 5 … 孔部
- 3 2 … C W 発生制御回路
- 3 3 … C W 発生器
- 3 4 … 遅延回路
- 3 5 … R F アンプ
- 3 6 … マッチング回路

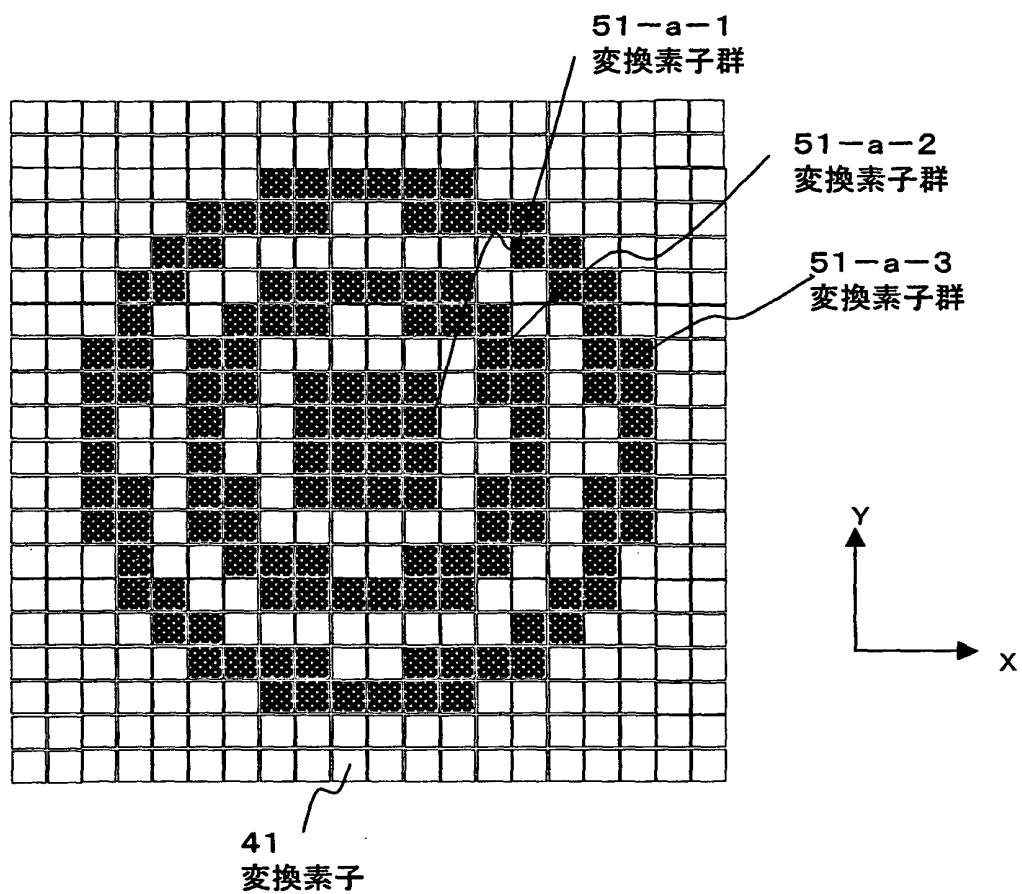
【図2】



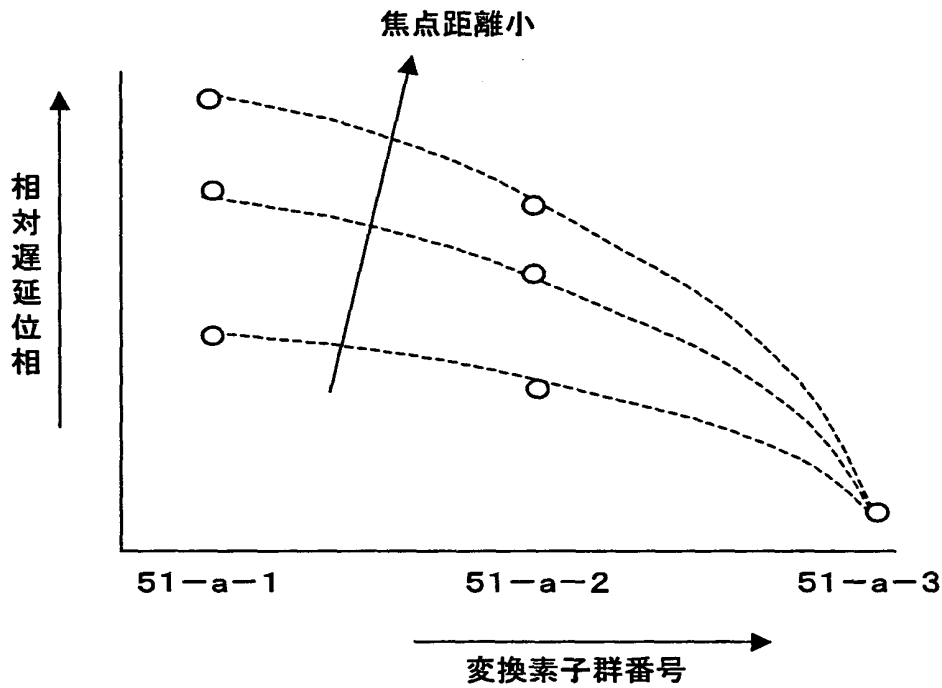
【図3】



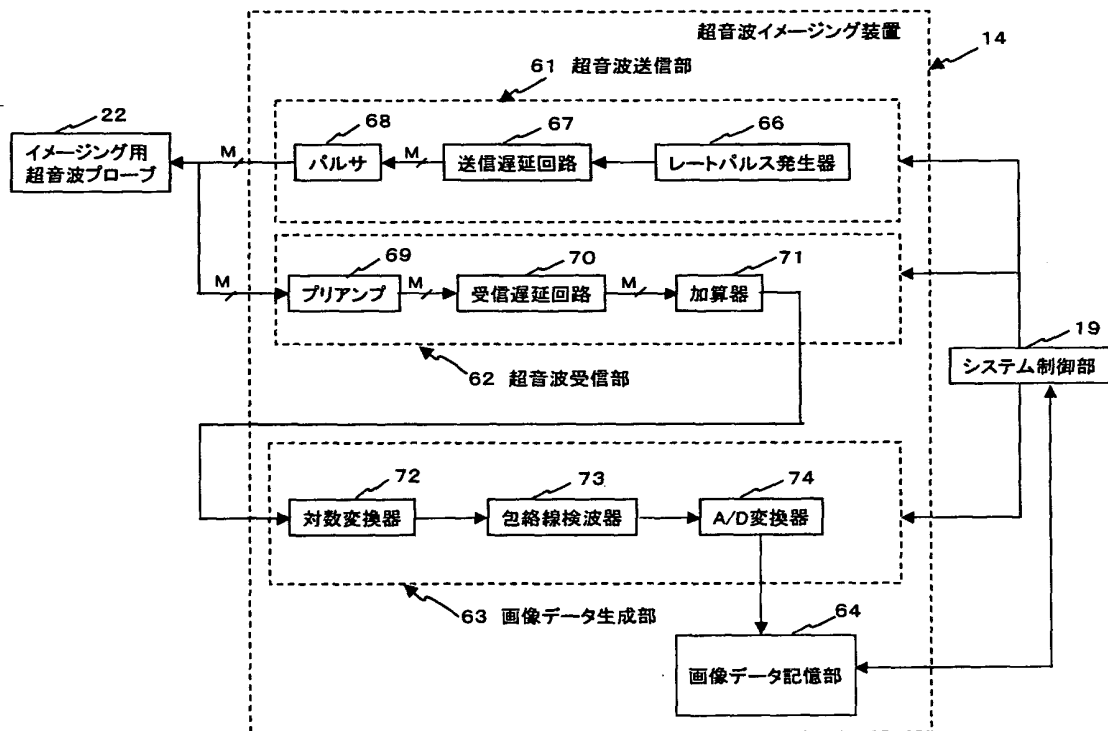
【図4】



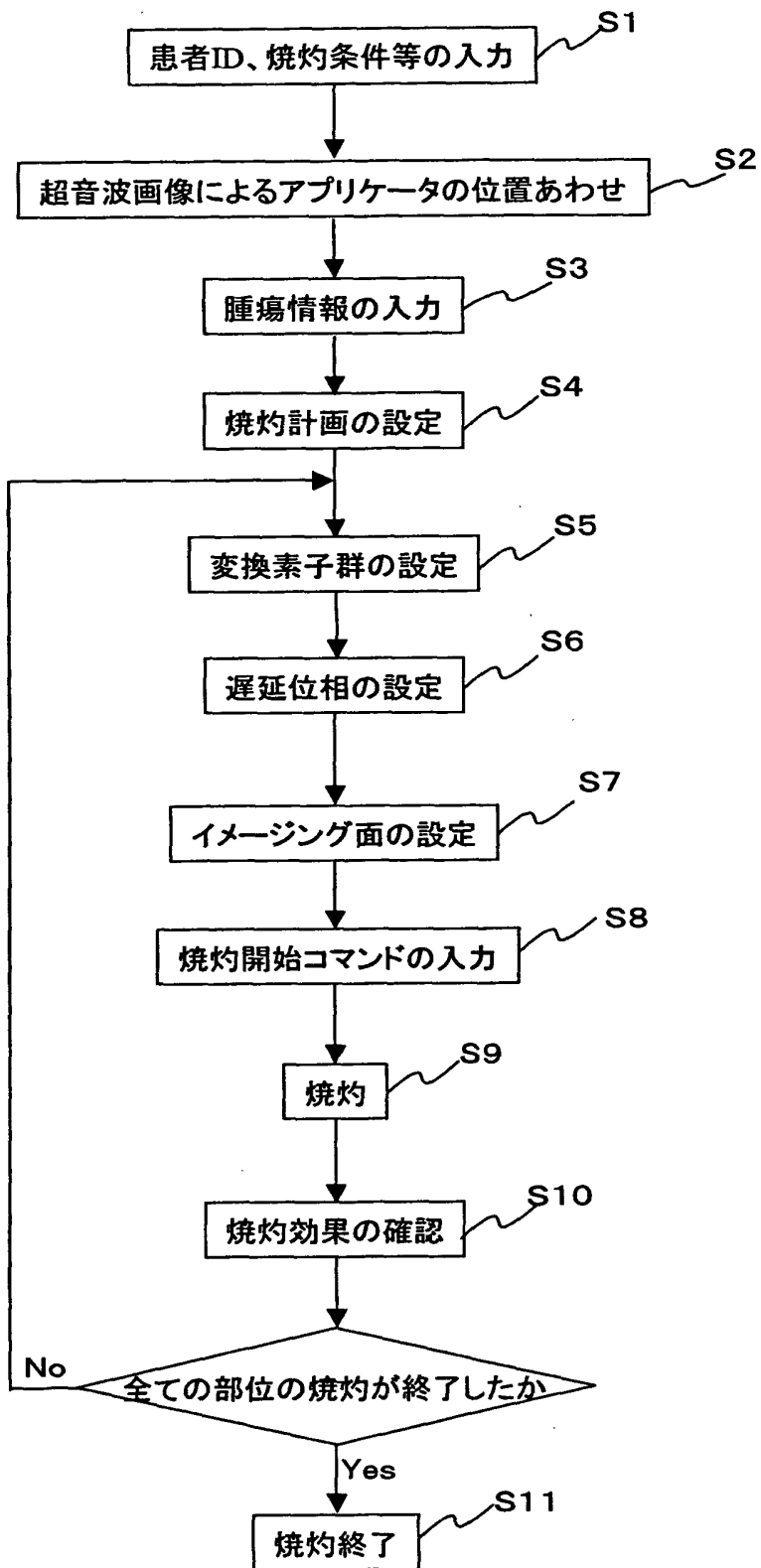
【図5】



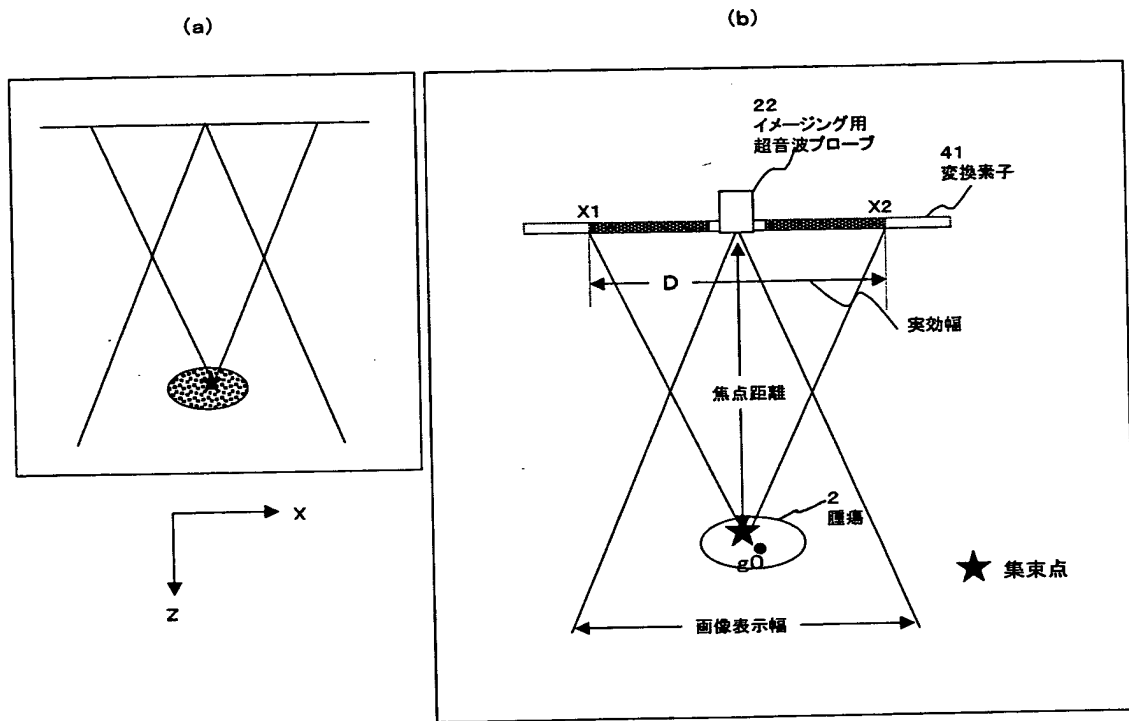
【図6】



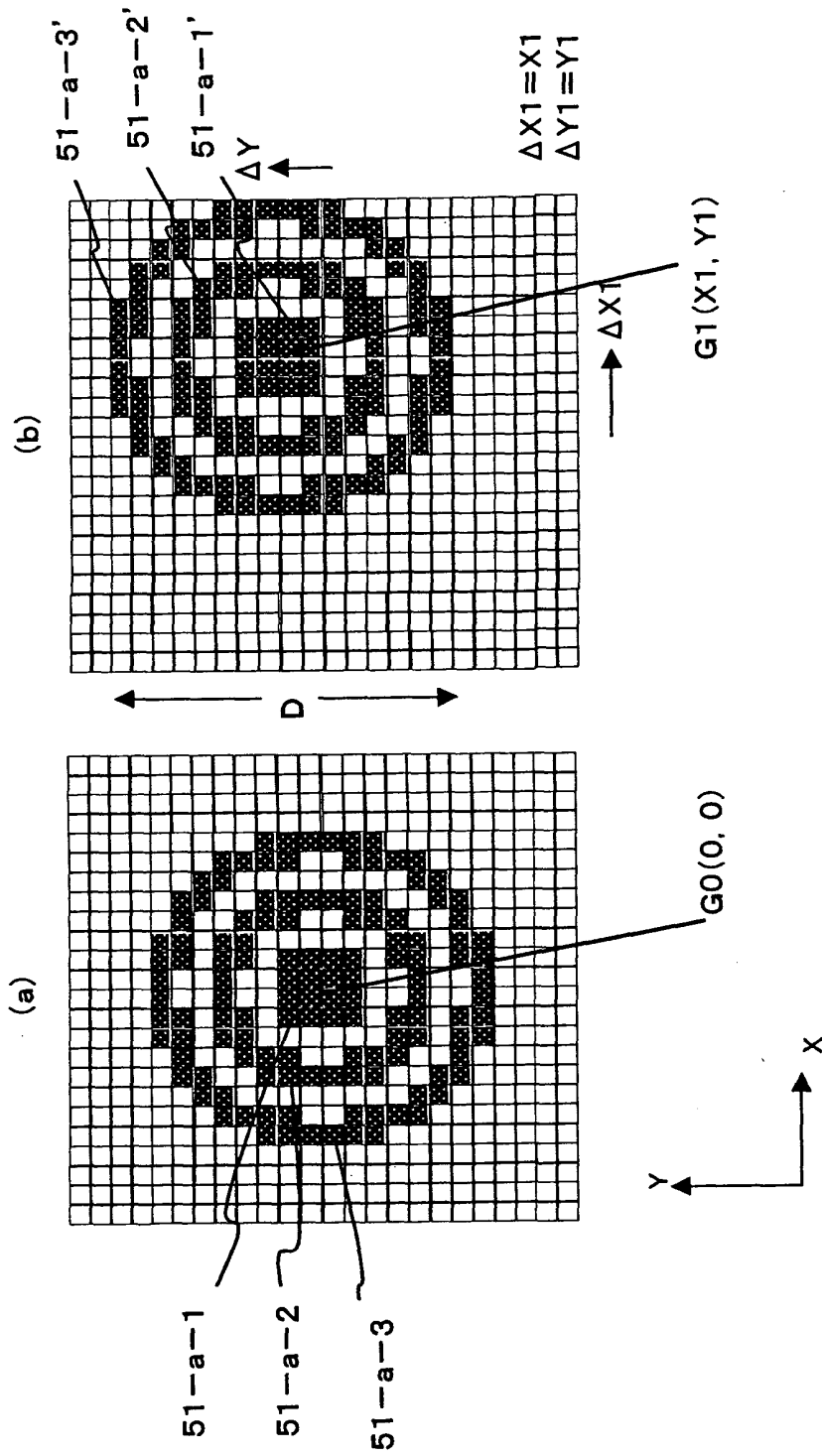
【図 7】



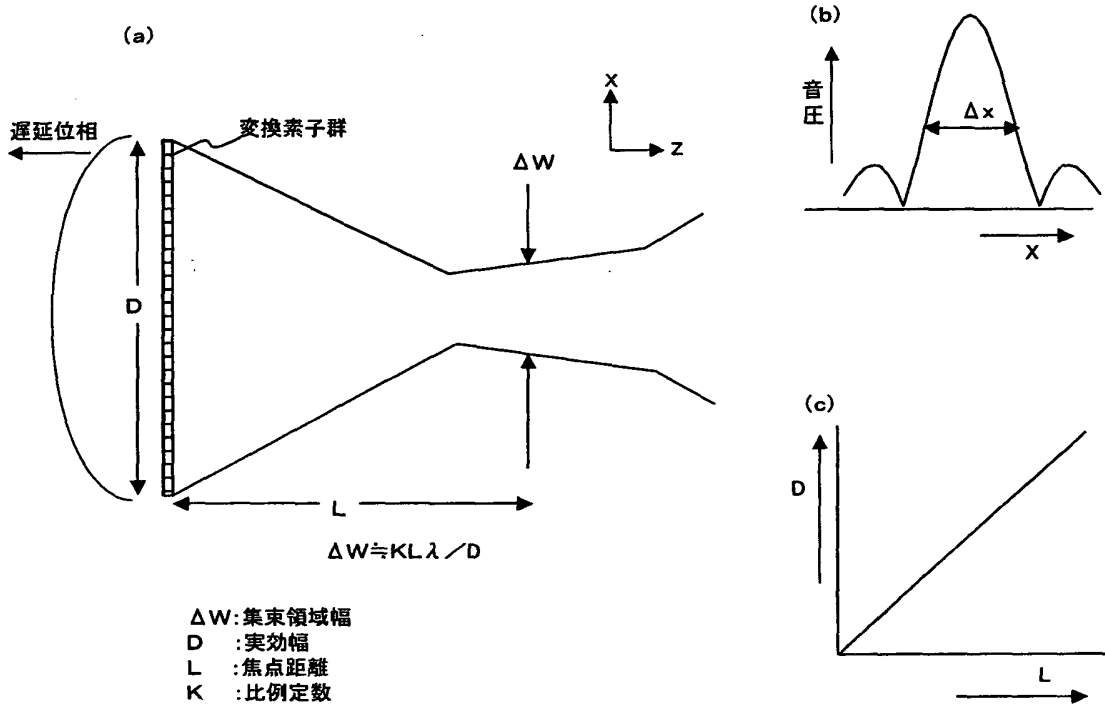
【図8】



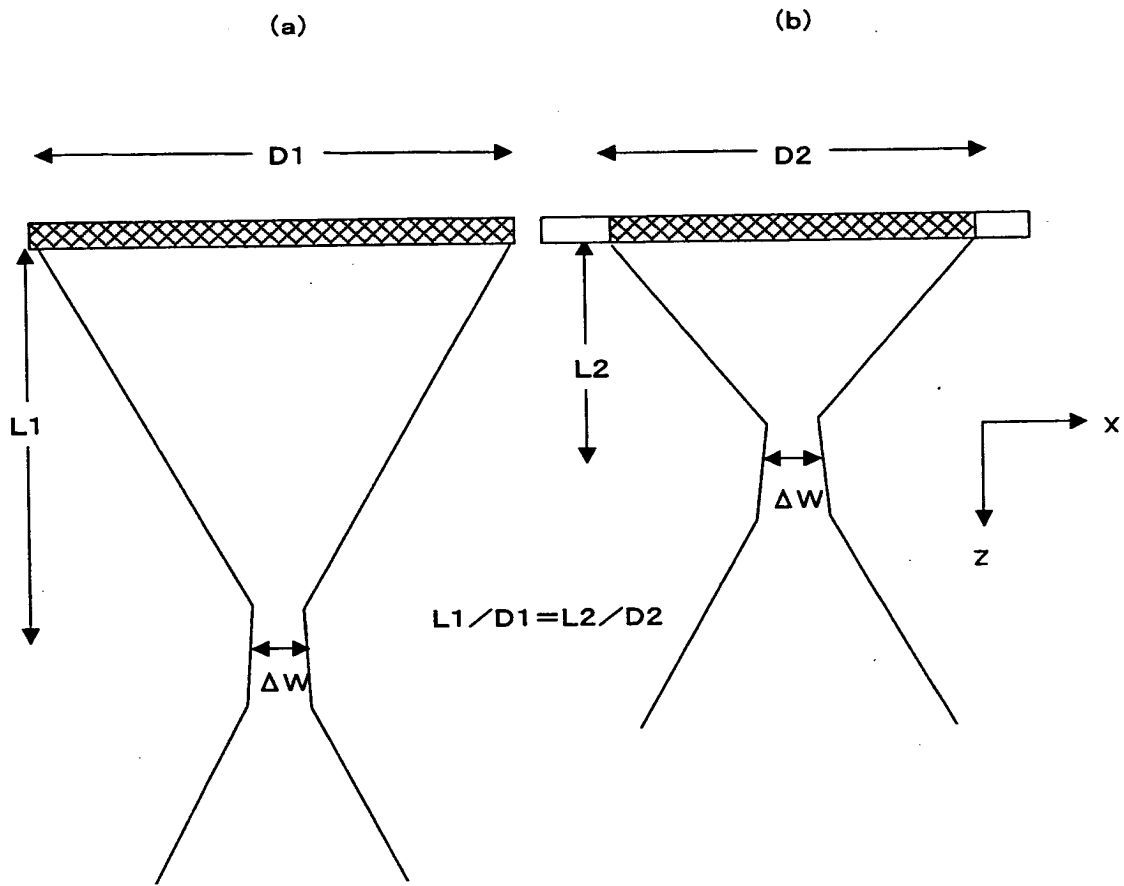
【図 9】



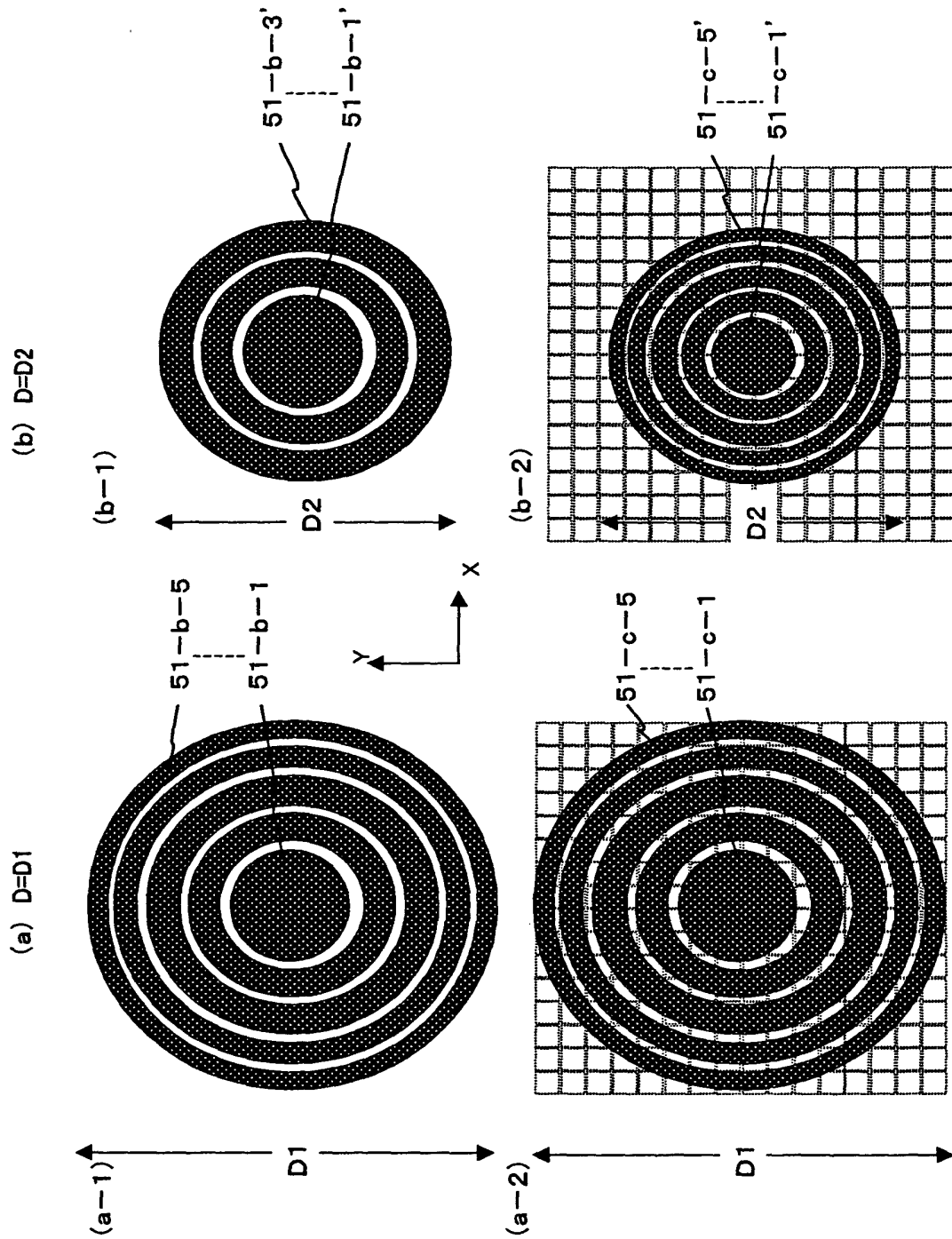
【図 10】



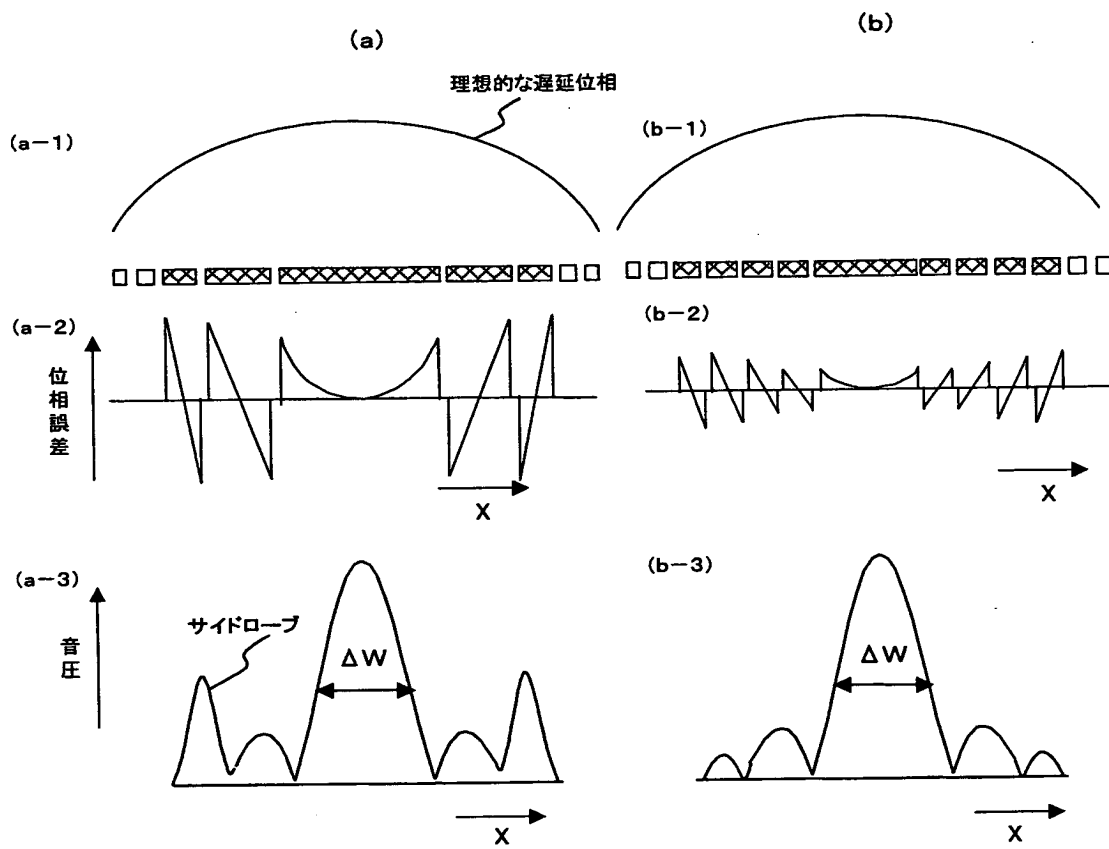
【図 11】



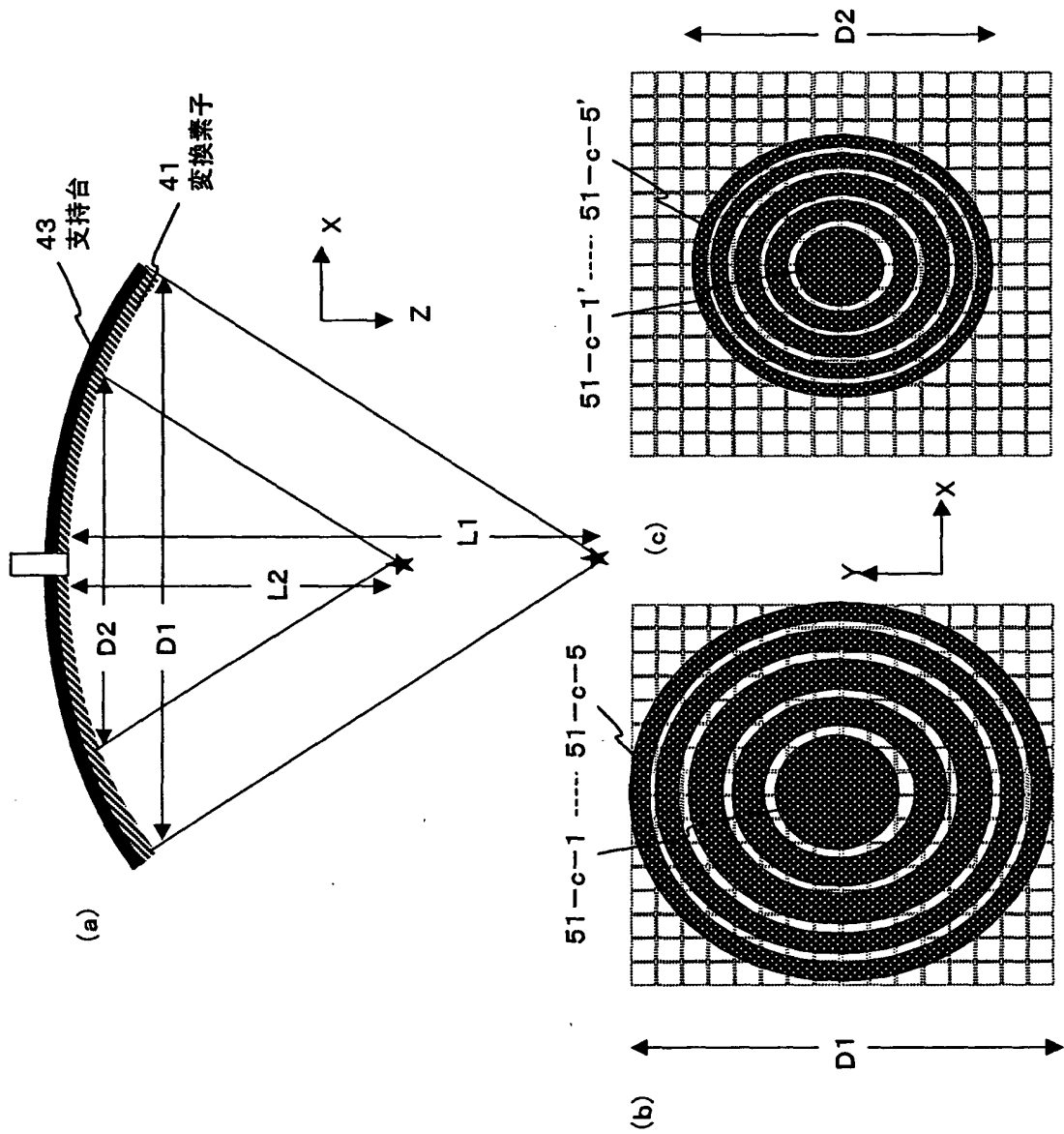
【図 12】



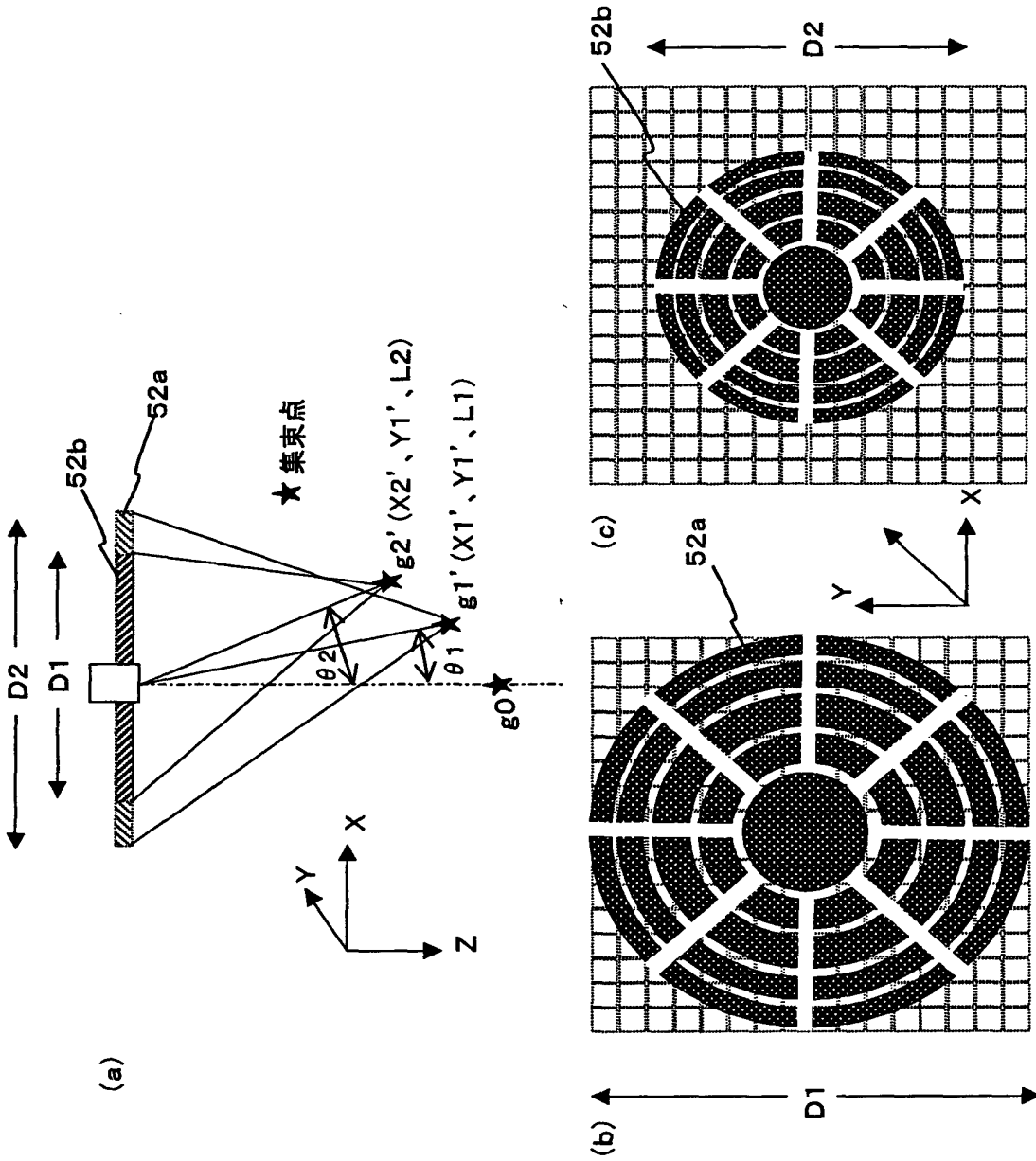
【図 13】



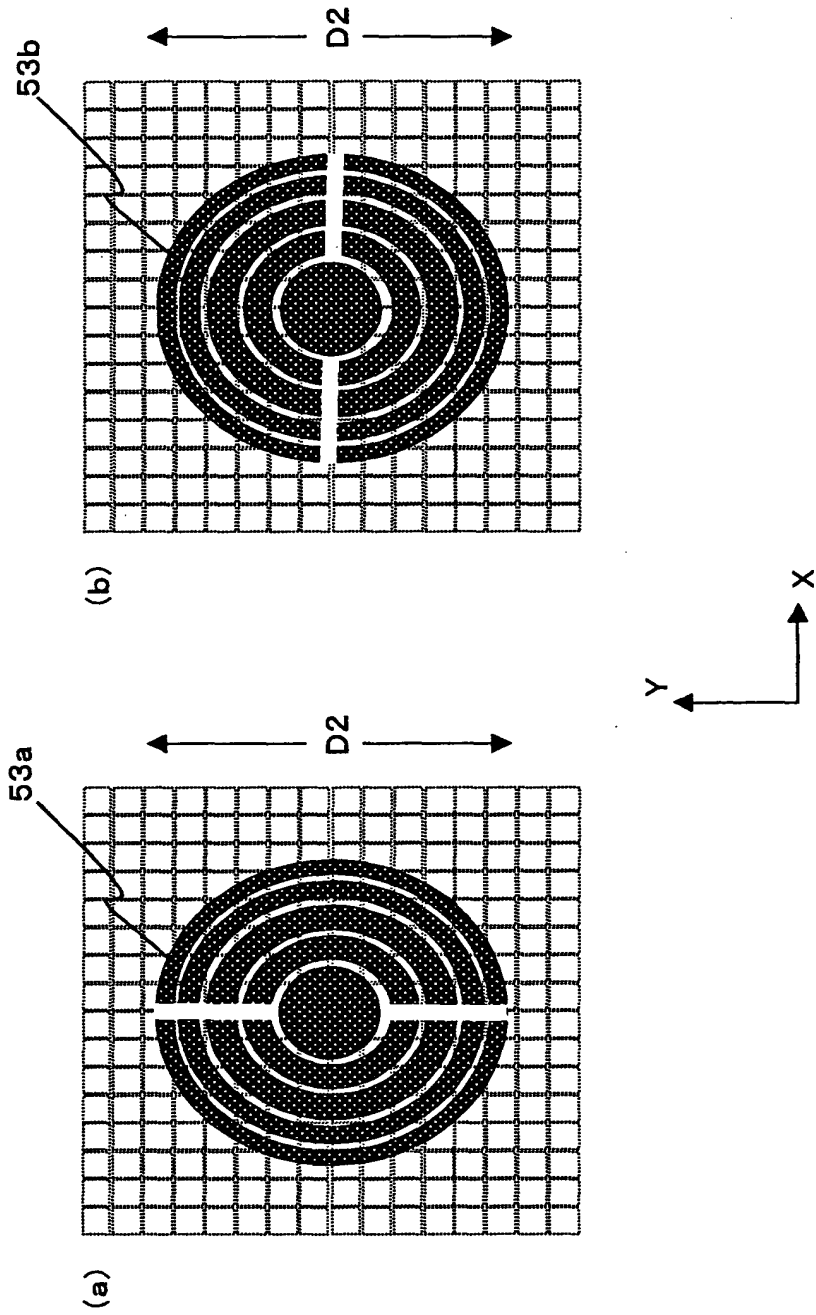
【図 14】



【図 15】



【図 1 6】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 強力超音波の照射において、超音波のサイドローブを低減することによって超音波照射の信頼性を向上する。

【解決手段】 超音波発生部 2 1 の変換素子から所定の変換素子を変換素子選択部 1 2 によって選択して共通接続し、アニュラアレイ型変換素子群を形成する。この変換素子群の各々を変換素子駆動部 1 3 によって駆動して、被検体 1 の複数の位置に集束超音波を照射する際、照射される距離に基づいて前記変換素子群の口径および配列間隔を設定する。

【選択図】 図 1

特 2002-313673

認定・付加情報

| | |
|---------|----------------|
| 特許出願の番号 | 特願 2002-313673 |
| 受付番号 | 50201628014 |
| 書類名 | 特許願 |
| 担当官 | 第一担当上席 0090 |
| 作成日 | 平成14年10月30日 |

<認定情報・付加情報>

【提出日】 平成14年10月29日

次頁無

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000003078]

1. 変更年月日 2001年 7月 2日
[変更理由] 住所変更
住 所 東京都港区芝浦一丁目1番1号
氏 名 株式会社東芝
2. 変更年月日 2003年 5月 9日
[変更理由] 名称変更
住 所 東京都港区芝浦一丁目1番1号
氏 名 株式会社東芝